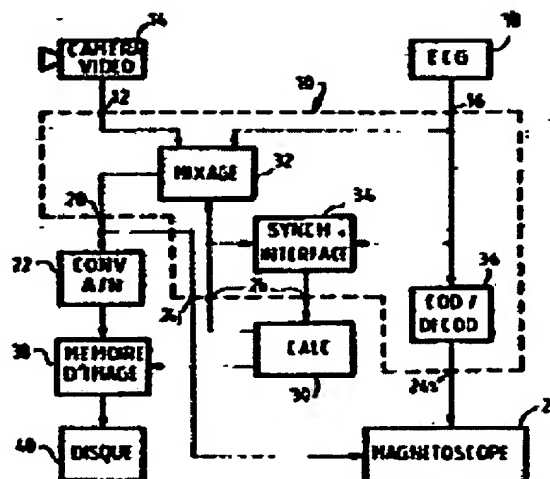


Method and apparatus for digital processing and analysis of cardiac images

Patent number: FR2562743
Publication date: 1985-10-11
Inventor:
Applicant: AZANCOT ISAAC (FR)
Classification:
- **International:** H04N5/91; A61B10/00; A61B8/14
- **European:** A61B5/0456; H04N5/32; H04N5/765; H04N5/92N6
Application number: FR19840005641 19840410
Priority number(s): FR19840005641 19840410

Abstract of FR2562743

The method according to the invention consists in: - simultaneously obtaining an analogue ECG signal and analogue video images of the heart taken at a predetermined rate; - converting the analogue images into digital images; then - choosing from the digitised images those which correspond to one or more preset events of the ECG signal; and - storing the images thus chosen, in digital form.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

**INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE**

PARIS

⑪ N° de publication :
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

2 562 743

(21) N° d'enregistrement national : 84 05641

(51) Int Cl⁴ : H 04 N 5/91; A 61 B 10/00, 8/14.

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 10 avril 1984.

30 - Priorité :

(71) Demandeur(s) : AZANCOT Isaac. — FR.

(72) Inventeur(s) : Isaac Azancot.

(43) Date de la mise à disposition du public de la demande : BOP « Brevets » n° 41 du 11 octobre 1985.

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

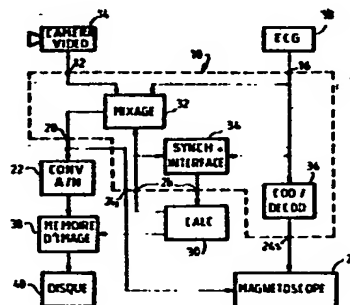
73 Titulaire(s) :

(74) Mandataire(s) : Bugnion Associés.

(54) Procédé et appareil de traitement numérique et d'analyse d'images cardiaques.

(57) Le procédé selon l'invention consiste :

- à obtenir simultanément un signal analogique ECG et des images analogiques vidéo du cœur prises à une cadence prédéterminée;
- à convertir les images analogiques en images numérisées; puis
- à choisir parmi les images numérisées celles qui correspondent à un ou plusieurs événements préfixés du signal ECG; et
- à stocker sous forme numérique les images ainsi choisies.



PROCEDE ET APPAREIL DE TRAITEMENT NUMERIQUE
ET D'ANALYSE D'IMAGES CARDIAQUES

La présente invention concerne un procédé et un appareil de traitement numérique et d'analyse d'images cardiaques comme, par exemple, des images obtenues par angiographie ou par échocardiographie bi-dimensionnelle.

5 Dans le traitement numérique d'images, l'image analogique représentée sous la forme d'un signal vidéo est divisée en un grand nombre de points images composant des matrices à N lignes et N colonnes (par exemple 512 x 512 ou 256 x 256). Pour chacun de ces points images le signal analogique est converti sous forme
10 d'un nombre représentant un niveau de gris, le nombre total de niveaux de gris possibles dépendant du nombre de bits sur lesquels s'effectue la conversion (par exemple, pour une conversion sur huit bits on obtiendra 256 niveaux de gris possibles). L'image numérisée peut être traitée au moyen d'un calculateur pour di-
15 verses raisons, par exemple pour renforcer les contrastes pour détecter des changements dans le contenu des images ou pour améliorer l'image en réduisant le bruit aléatoire non contenu dans le signal d'origine. Cette technique est particulièrement utilisée en angiographie périphérique, c'est-à-dire l'examen du muscle
20 cardiaque sous rayonnement X, notamment avec injection dans les cavités endocardiaques d'un agent de contraste, c'est-à-dire un produit opaque aux rayons X. La soustraction à une image obtenue après injection du produit opaque d'une image obtenue avant l'injection de ce produit (cette dernière image étant également appe-
25 lée "masque") permet de faire ressortir l'intérieur des structures vasculaires opacifiées par le produit opaque.

Cependant, dans le domaine cardiologique, ces techniques rencontrent des difficultés dues aux raisons suivantes :

a) les mouvements extrêmement rapides du coeur imposent
30 des cadences de prises de vue élevées (25 à 50 images par seconde) ;
si la conversion des images analogiques en images numérisées ne

aucun problème de temps, il n'en va pas de même du stockage des images ainsi numérisées. En effet, les unités de stockage à disque magnétique les plus rapides actuellement (pour un coût raisonnable) sont limitées à une cadence de transfert de huit
5 images par seconde au maximum. Ceci impose en pratique un stockage intermédiaire des images analogiques obtenues au cours de l'examen sur un magnétoscope puis de restituer ultérieurement ces images à une cadence plus faible, compatible avec les capacités de transfert des unités de mémoire à disque.

10 b) la soustraction avec un masque fixe ne permet pas d'obtenir des images d'une qualité suffisante : en effet, au cours du cycle cardiaque le coeur se déplace et de ce fait le masque idéal varie en permanence avec l'activité cardiaque.

Le but de la présente invention est de fournir un procédé et un appareil grâce auquel les phénomènes cardiaques peuvent
15 être étudiés et analysés de manière appropriée au moyen d'un traitement numérique des images cardiaques.

A cet effet, la présente invention propose un procédé d'analyse et de traitement numérique d'images cardiaques, caractérisée en ce qu'il consiste :
20

- à obtenir simultanément un signal analogique représentatif de l'activité cardiaque d'un patient au cours du temps, tel qu'un signal ECG, et des images analogiques vidéo du coeur/^{prises} à une cadence prédéterminée, par exemple par angiographie ou par
25 échocardiographie,

- à convertir lesdites images analogiques du coeur en images numérisées, puis

- à choisir parmi lesdites images numérisées celles qui correspondent à un ou plusieurs événements préfixés dudit signal analogique représentant l'activité cardiaque au cours d'une série
30 de cycles cardiaques successifs, et

- à stocker sous forme numérique, pour traitement immédiat ou ultérieur, lesdites images numérisées ainsi choisies.

L'invention propose également un appareil pour la mise
35 en oeuvre de ce procédé.

L'invention peut permettre ainsi de résoudre la plus grande partie des difficultés exposées ci-avant pour l'analyse numérique des images cardiaques.

Ils permettent en particulier de repérer et de choisir
5 automatiquement parmi les images cardiaques obtenues au cours d'un examen uniquement les images les plus caractéristiques au cours de chaque cycle cardiaque, en particulier les images correspondant à la télédiastole (TD) et à la télésystole (TS). Le repérage de ces images est assuré automatiquement par un calcu-
10 lateur et l'utilisateur peut à volonté modifier les critères de choix, le calculateur assurant également un mixage du signal analogique et de l'image vidéo du coeur pour permettre un meilleur contrôle visuel des paramètres de choix et assurant le stockage sélectif des images numérisées ainsi choisies sur une unité de
15 stockage à disque.

Etant donné que l'on choisit ainsi parmi les nombreuses images prises au cours d'un examen (25 à 50 images par secondes) un nombre limité d'images correspondant à des événements précis du cycle cardiaque, on n'a donc besoin de stocker sur l'unité de
20 mémoire à disque qu'un nombre limité d'images (inférieur à huit image par seconde) qui peuvent donc être stockées dans cette mémoire à disque en temps réel et, partant, être également visualisées et traitées au cours de l'examen lui-même.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui va suivre en se référant aux dessins annexés, dans
25 lesquels :

- la figure 1 est une représentation schématique d'un appareil selon la présente invention, dans une configuration de fonctionnement en temps réel,
- 30 - la figure 2 est une représentation schématique du même appareil dans sa configuration de fonctionnement en "différé",
- la figure 3 est une représentation schématique d'un module de mixage faisant partie de l'appareil selon la présente invention, et
- 35 - la figure 4 est une représentation schématique d'un module de synchronisation et d'interface faisant partie de l'appareil selon l'invention.

L'appareil selon la présente invention est constitué de divers modules interconnectés entre eux de la manière représentée à la figure 1, à l'intérieur du cadre en tirets désigné par la référence 10.

5 L'appareil 10 comporte un certain nombre de prises de raccordement vers des appareils extérieurs, à savoir :

- une prise d'entrée 12 pour réception de signaux d'images analogiques en provenance d'une caméra vidéo 14,
- une prise d'entrée 16 pour réception de signaux
10 analogiques en provenance d'un appareil d'électrocardiographie (ECG) 18,
- une sortie 20 pour transmettre les images analogiques cardiaques traitées par l'appareil 10 en direction d'un convertisseur analogique/numérique, des sorties 24i et 24s destinées à être
15 raccordées aux entrées "image" et "son" respectivement d'un magnétoscope (VTR) 26, et
- des bornes de raccordement 28 pour un bus de commande relié à un ordinateur 30.

L'appareil 10 comprend essentiellement un module de
20 mixage 32 et un module de synchronisation et d'interface 34 dont le rôle est expliqué ci-après, et dont la structure sera détaillée ultérieurement.

Le module de mixage 32 reçoit à la fois les images analogiques du coeur fournies par la caméra vidéo 14 et le signal
25 analogique d'ECG fourni par l'électrocardiographe 18 ; il a pour fonction de transformer le signal analogique ECG en une indication graphique qui est mixée avec les images analogiques en provenance de la caméra 14, sous la forme d'incrustations, puis de délivrer cette image vidéo analogique ainsi mixée à la sortie 20. Les para-
30 mètres de mixage parviennent au module de mixage 32 depuis le calculateur 30 par l'intermédiaire du bus de commande. L'image vidéo analogique mixée est également transmise au magnétoscope 26 via la sortie 24i pour permettre l'enregistrement sur le magnétoscope de la succession d'images prises au cours d'un examen cardiologique,
35 que ce soit par angiographie ou par échocardiographie. De son côté le signal ECG analogique est enregistré sur une piste audio du

magnétoscope, avec bien entendu un codage préalable effectué par un module de codage/décodage 36.

On remarque que l'on dispose ainsi en sortie du convertisseur analogique/numérique 22 d'images vidéo mixées numérisées à une cadence égale à celle de la prise de vues au niveau de la caméra vidéo 14, c'est-à-dire selon le matériel choisi une cadence de 25 ou 50 images par seconde qui sont stockées de manière transitoire dans une mémoire d'images 38. Comme il a été exposé précédemment, le transfert d'images numérisées sur une unité de mémoire à disque 40 ne peut s'effectuer à une cadence supérieure à huit images par seconde, et, selon la présente invention, l'appareil 10 comprend un module de synchronisation et d'interface 34 qui a pour fonction de choisir automatiquement parmi les images prises au cours de l'examen celles qui correspondent à un ou plusieurs événements particuliers du cycle cardiaque, comme par exemple la télésystole TS ou la télé-diastole TD et de déclencher le transfert sur l'unité de mémoire à disque 40 des seules images ainsi choisies. Le module de synchronisation et d'interface 34 reçoit donc le signal ECG analogique et, sous la commande du calculateur 30, délivre à ce dernier des impulsions de commande lorsque se produisent des événements caractéristiques (TD ou TS) mentionnés plus haut au cours du cycle cardiaque. A réception de ces impulsions, ou TOPS, le calculateur commande le transfert sur l'unité de mémoire à disque 40 de l'image présente à ce moment-là dans la mémoire d'images 38.

On comprendra donc que l'on disposera alors sur l'unité de mémoire à disque 40 d'une succession d'images prises au même instant au cours d'un grand nombre de cycles cardiaques successifs, la seule limite étant la capacité globale du disque (correspondant à environ 1000 images).

L'appareil vient d'être décrit dans la configuration de "temps réel" et permet donc le stockage en temps réel d'un nombre limité d'images choisies suivant des critères particuliers et de grande qualité qui peuvent donc être exploitées très rapidement au moyen d'un système d'analyse (non représenté) capable de traiter des informations mémorisées dans l'unité de mémoire à disque 40.

La configuration illustrée à la figure 2 est celle du fonctionnement de l'appareil en temps différé. Dans ce cas, les signaux analogiques image et ECG qui sont délivrés au module de mixage 32 sont ceux qui proviennent du magnétoscope, le signal ECG étant lu sur la piste audio, après décodage par l'unité de codage/décodage 36 mais ¹⁹⁵les fonctions des divers modules de l'appareil sont par ailleurs les mêmes que dans la configuration précédente. Si l'on excepte une légère perte de qualité de l'image due à la séquence d'enregistrement/lecture sur le magnétoscope, cette configuration a l'avantage de permettre l'enregistrement de la séquence d'images cardiaques au cours d'un examen pratiqué en un lieu éloigné de l'unité de mémoire à disque et du système d'analyse d'images, au moyen d'un appareillage qui peut être facilement transporté.

Un autre avantage réside dans le fait que l'on peut procéder à plusieurs analyses successives du même enregistrement vidéo en faisant varier d'une analyse à l'autre les critères de choix d'images, pour ne retenir enfin que les résultats les plus significatifs, ce que ne permet pas bien entendu l'analyse en temps réel.

Dans la représentation schématique détaillée du module de mixage 32 à la figure 3 (cadre en tirets), le signal analogique ECG est tout d'abord amplifié (amplificateur 42) puis converti en un signal numérique (convertisseur A/N 44) puis traité dans un processeur graphique 46 dont le rôle est de confectionner une image graphique du signal ECG, avec un repérage sur le graphisme en question de l'instant exact de la prise des images successives, ce repérage étant déterminé à l'aide d'une horloge 48 asservie à la trame de la caméra vidéo 14. L'image graphique du signal ECG confectionné par le processeur graphique 46 sous la commande du calculateur 30 est incorporé à l'image analogique vidéo provenant de la caméra par incrustation au moyen d'un commutateur vidéo 50 et l'image vidéo mixée analogique ainsi obtenue est délivrée au convertisseur analogique/numérique 22 via la sortie 20 comme décrit précédemment et, le cas échéant, à la sortie image 24i raccordée à l'entrée image du magnétoscope 26.

De son côté, le module de synchronisation et d'interface 34 (cadre en tirets à la figure 4), comprend un comparateur 52 dont l'une des entrées reçoit le signal analogique ECG et l'autre entrée reçoit un signal analogique représentant un seuil de référence et qui est délivré par un convertisseur numérique/analogique 54 ^{à partir} d'informations fournies par le calculateur 30. Le comparateur 52 délivre en sortie des signaux lorsque le signal analogique ECG est supérieur au seuil délivré par le convertisseur numérique/analogique 54. Les signaux en sortie du comparateur 52 sont traités par un étage de mise en forme 56 qui a pour fonction de délivrer une impulsion carrée chaque fois qu'il y a présence d'un signal à la sortie du comparateur 52, c'est-à-dire chaque fois que le signal ECG dépasse le seuil prédéterminé. On comprendra que cet arrangement est destiné à fournir une impulsion de télédiastole TD au cours de chaque cycle cardiaque successivement. La sortie de l'étage de mise en forme 56 est reliée à la fois à l'entrée d'un circuit 58 et à l'une des entrées d'un sommateur 60. Le circuit 58 a pour fonction d'effectuer en temps réel le calcul du délai R-R moyen représentant la fréquence cardiaque moyenne, et de calculer en fonction de ce délai R-R le temps d'éjection théorique. Ce temps d'éjection théorique peut être corrigé par l'utilisateur par l'intermédiaire du bus de commande reliant l'unité de synchronisation et d'interface au calculateur, de même que peut être corrigé la valeur du seuil en sortie du convertisseur numérique/analogique 54. Le circuit 58 calcule ainsi le temps d'éjection réel et le rapport (temps d'éjection réel/temps d'éjection théorique) multiplié par 100, ou temps d'éjection corrigé TEC est affiché en permanence en incrustation sur l'image vidéo. Après chaque réception d'une impulsion TD en entrée, le circuit 58 délivre en sortie, après un délai égal au temps d'éjection corrigé TEC, une impulsion en sortie TS correspondant à la téléstole au cours de chaque cycle cardiaque successivement. La sortie du circuit 58 est reliée à la seconde entrée du sommateur 60, lequel délivre ainsi, selon les instructions reçues depuis le calculateur 30, une succession d'impulsions TD+TS ou encore une succession d'impulsions TD ou TS seules. Ces successions d'impulsions sont

transmises au calculateur pour déclencher le stockage sur l'unité de mémoire à disque 40 comme décrit précédemment.

Bien entendu, dans tout ce qui précède, on comprendra que le signal ECG peut être remplacé par tout signal électrique
5 analogique représentatif de l'activité cardiaque au cours des cycles cardiaques successifs.

Par ailleurs, l'appareil 10 pourra comprendre un certain nombre de modules annexes, sans pour autant sortir du cadre de l'invention, comme par exemple :

- 10 - un module permettant l'enregistrement simultané sur une seconde piste audio du magnétoscope de la succession des TOPS TD-TS en sortie du module de synchronisation et d'interface,
- un module de télécommande du magnétoscope
- un module de comptage des trames vidéo et d'incrusta-
15 tion sur toutes les images prises successivement au cours d'une séquence d'un numéro d'ordre pour chaque image.

Pour ce qui concerne la prise des images elles-mêmes, il a été évoqué précédemment deux techniques : l'angiographie et l'échocardiographie.

- 20 Pour la première technique, les images sont recueillies au niveau d'un amplificateur de brillance en mode continu ou pulsé. L'acquisition de ces images s'effectue avant l'injection de produits de contraste (séquence permettant l'obtention de "masques") puis
au cours et au décours de l'injection. Il est ainsi possible de
25 soustraire aux images incidentes opacifiées et obtenues au cours de l'injection de produits de contraste des images de masques obtenues avant injection. Grâce à la présente invention, la soustraction peut s'effectuer automatiquement "à masques synchrones", c'est-à-dire qu'à l'image opacifiée TD est soustrait le masque TD
30 obtenu au même instant du cycle cardiaque. Par ailleurs, toute la séquence de masques étant adressée numériquement sur le disque, il est facile et rapide de choisir parmi ces masques celui qui permettra d'obtenir une soustraction optimale de façon à réduire l'influence éventuelle des organes du corps avoisinants dont la
35 position varie au cours du temps, par exemple les côtes. Toujours dans le but d'optimiser la soustraction des images synchronisées

et spécifiques (TD ou TS) il est possible de déplacer, par translation et/ou par rotation, l'image de masque . Dans le but d'obtenir des images de meilleure qualité, tant en ce qui concerne les images opacifiées que les images de masques, il est préférable, avant l'analyse des images, de procéder à une "moyenne glissante" de ces images, par exemple sur cinq images successives.

Enfin, une fois les images TD (ou TS) sélectionnées, puis soustraites, on procède à l'optimisation du contraste, au filtrage numérique de l'image finale et à la délimitation des contours ventriculaires par l'utilisation d'une tablette graphique fonctionnant en surimpression sur l'écran vidéo. Grâce au procédé de l'invention, on peut ainsi disposer automatiquement en un temps minimal (de l'ordre de 1 à 2 minutes) et immédiatement après l'exploration du malade, d'images caractéristiques optimales et de la valeur de paramètre représentatif de la contraction ventriculaire globale et régionale.

Pour ce qui concerne la technique d'échocardiographie, les images sont recueillies au niveau d'un échocardiographe bi-dimensionnel quel qu'en soit le modèle. Ces images peuvent être d'une part mixées et numérisées directement comme il a été décrit précédemment et d'autre part stockées de manière analogique sur un magnétoscope pour analyse en temps différé. Dans tous les cas (traitement en temps réel ou en temps différé) les images caractéristiques TD ou TS de plusieurs cycles cardiaques sont archivées sur le disque numérique. Les images correspondant au même moment du cycle (TD ou TS) lors de plusieurs battements cardiaques consécutifs peuvent être alors traitées par intégration. Ce traitement mathématique améliore et renforce la définition des structures spécifiquement cardiaques qui demeurent inchangées d'un cycle à l'autre, tandis que les perturbations temporaires ou bruits de fond sont atténuées ou supprimées. On utilise pour ce faire environ 10 images individuelles pour obtenir l'image intégrée. L'archivage sur disque numérique rapide d'un grand nombre d'images caractéristiques (jusqu'à 1000 images sur un support de 80 mégaoctets en résolution 256 x 256) permet une manipulation aisée de celle-ci de manière à éliminer celles pouvant résulter d'un éven-

tuel déplacement du capteur ultrasonique ou d'un mouvement du malade. Une fois les images TD et TS intégrées obtenues, il est alors facile, comme pour l'application précédente, de numériser les contours des cavités cardiaques pour étudier quantitative-
5 ment les déplacements des différentes parois ou pour reconstruire de manière tri-dimensionnelle les volumes ventriculaires à partir des différentes coupes planes.

Un autre avantage de l'invention réside dans le fait que l'appareil 10 constitue une unité particulièrement simple et peut être reliée à pratiquement tous les types de calculateurs préexistant, ce qui évite d'avoir à effectuer l'investissement d'un tel ordinateur pour les seuls besoins de l'analyse numérique des images cardiaques.

De plus, on pourra faire évoluer commodément les logi-
15 ciels du ordinateur afin de leur inclure les découvertes les plus récentes en matière d'analyse d'images numérisées, ce que ne permettrait pas toujours un ordinateur conçu spécifiquement pour la commande de l'appareil décrit ci-avant.

REVENDEICATIONS

1. Procédé d'analyse et de traitement numérique d'images cardiaques, caractérisé en ce qu'il consiste :

- à obtenir simultanément un signal analogique représentatif de l'activité cardiaque d'un patient au cours du temps, tel qu'un signal d'ECG, et des images analogiques vidéo du coeur prises à une cadence prédéterminée, par exemple par angiographie ou par échocardiographie,
- à convertir lesdites images analogiques du coeur en images numérisées, puis
- à choisir parmi lesdites images numérisées celles qui correspondent à un ou plusieurs événements préfixés dudit signal analogique représentant l'activité cardiaque au cours d'une série de cycles cardiaques successifs, et
- à stocker sous forme numérique, pour traitement/ultérieur, lesdites images numérisées ainsi choisies.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'on choisit parmi les images d'une séquence celles qui correspondent à la télédiastole et/ou celles qui correspondent à la télé-systole.

3. Procédé selon l'une ou l'autre des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que l'on procède à une incrustation, sur chaque image d'une séquence, d'une représentation graphique du signal analogique d'ECG et un repérage de la position de ladite image par rapport au cycle cardiaque.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, en relation avec un procédé d'examen par angiographie, caractérisé en ce que ledit procédé est appliqué à des séquences d'images prises successivement :

- avant injection d'un produit de contraste,
- pendant injection d'un produit de contraste, et
- au décours de l'injection.

5. Appareil pour mise en oeuvre du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce qu'il comprend un module de mixage recevant simultanément des images analogiques vidéo du coeur et un signal analogique représentatif de l'activité cardiaque d'un patient ; un convertisseur analogique/numérique pour convertir lesdites images analogiques vidéo en images numérisées ; un module de synchronisation recevant ledit signal analogique représentatif de l'activité cardiaque et délivrant une ou plusieurs impulsions pour un ou plusieurs événements préfixés dudit signal ; et un dispositif de stockage d'images numérisées correspondant sélectivement au(x)dit(s) événement(s) préfixé(s).

6. Appareil selon la revendication 5, caractérisé en ce que le module de mixage comprend un convertisseur analogique/numérique et un processeur graphique propres à produire une représentation graphique dudit signal analogique représentatif de l'activité cardiaque, et un commutateur vidéo assurant l'incrustation de ladite représentation graphique sur les images vidéo du coeur.

7. Appareil selon l'une ou l'autre des revendications 5 et 6, caractérisé en ce que ledit module de synchronisation comprend:-un comparateur recevant ledit signal analogique représentatif de l'activité cardiaque et un signal de seuil et délivrant des impulsions (TD) lorsque ledit signal analogique dépasse ledit signal de seuil, et

-un circuit de calcul du rythme cardiaque moyen et du temps d'éjection corrigé (TEC) et délivrant des impulsions (TS) après chaque impulsion (TD) et espacées de ces dernières d'un temps (TEC) .

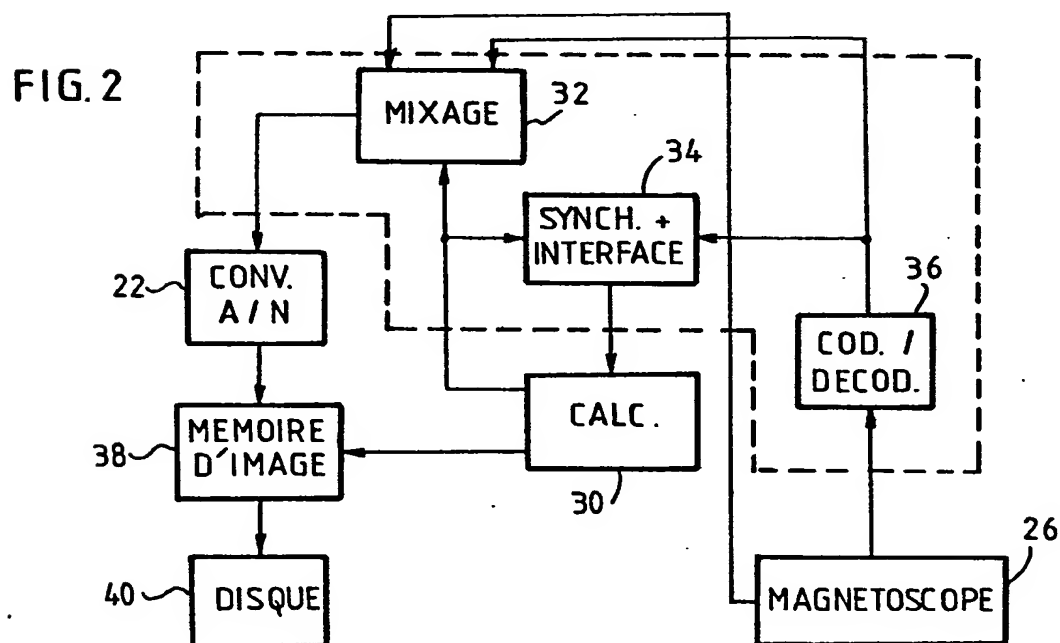
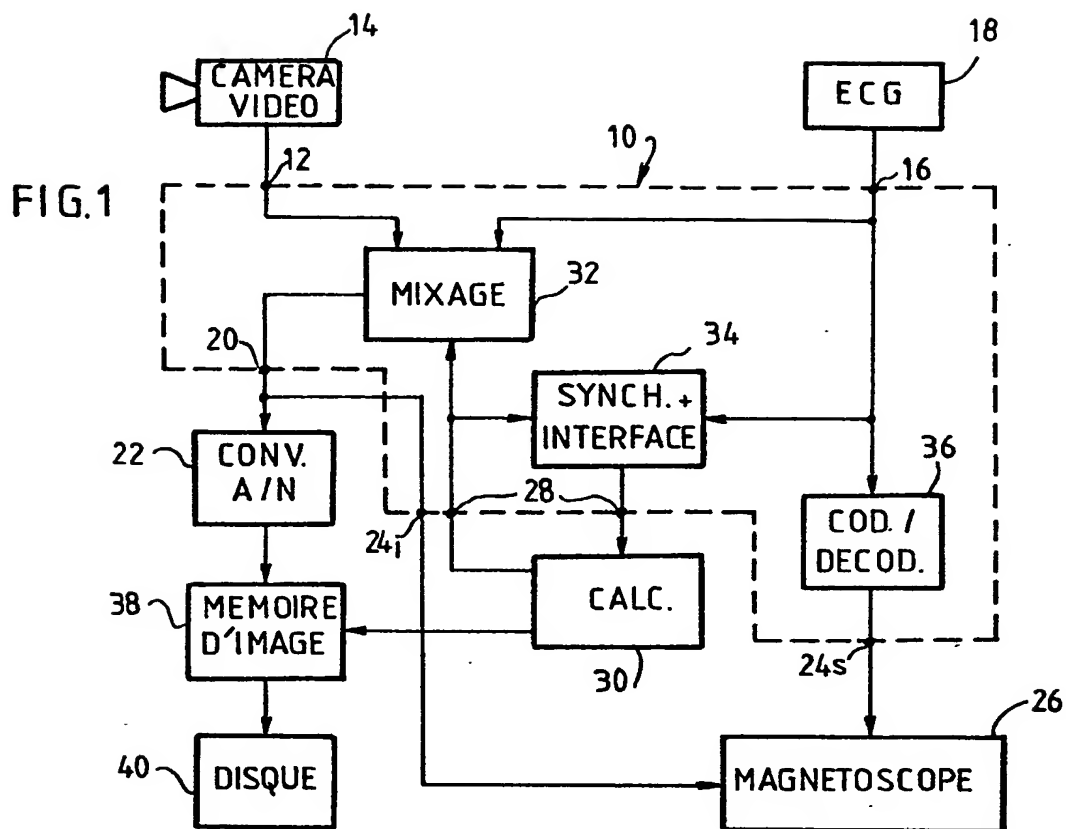


FIG. 3

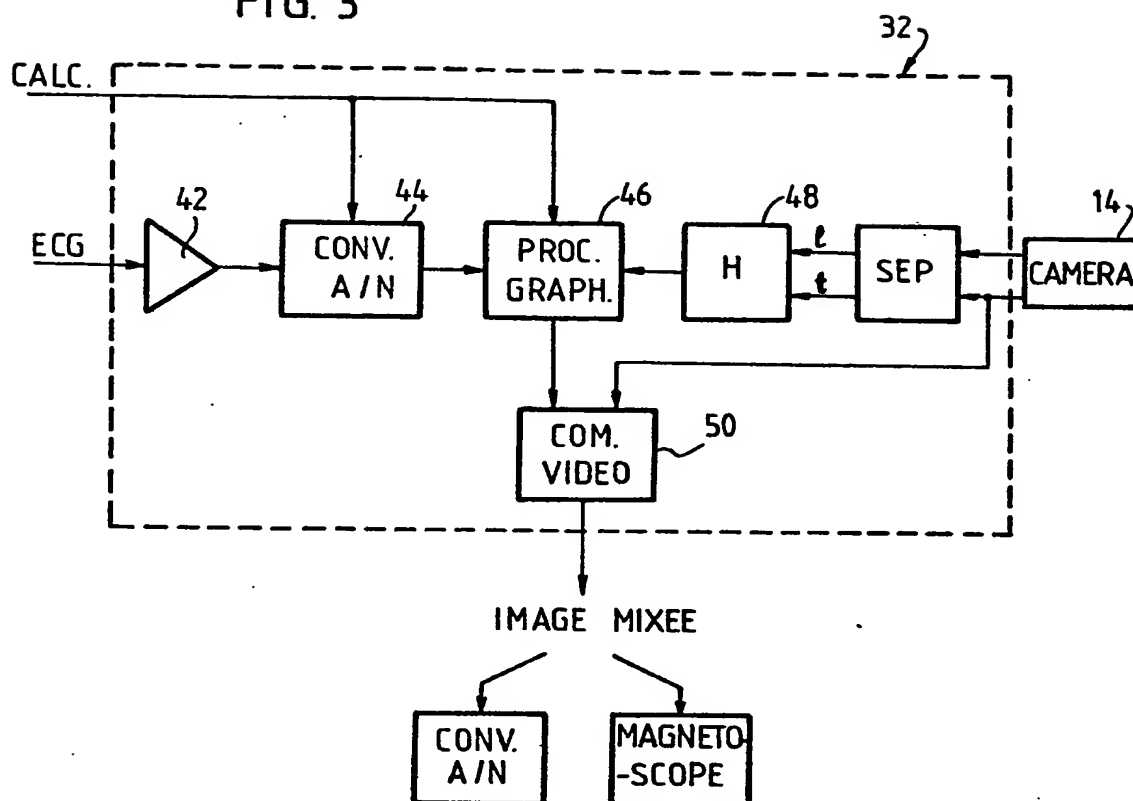
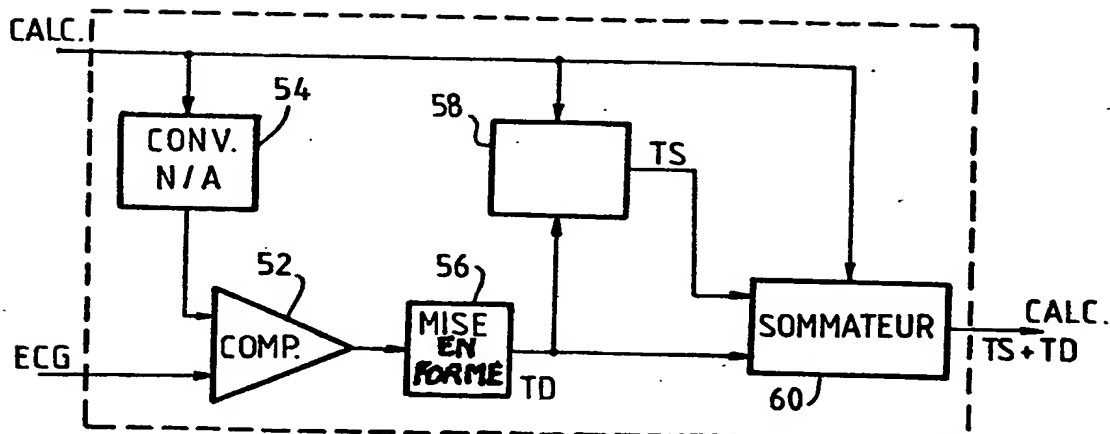


FIG. 4



This Page Blank (uspto)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☒ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☒ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINE(S) OR MARK(S) ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

This Page Blank (uspto)